Aus der Chirurgischen Universitätsklinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin im Klinikum Westend
Direktor: Prof. Dr. E. S. Bücherl

VERSUCHE ZUR ENTWICKLUNG EINER BIOLOGISCHEN KONTAKTFLÄCHE AUF KUNSTSTOFFPRÄPARATIONEN

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Hans Dimroth
aus Berlin

1972

Aus der Chirurgischen Universitätsklinik
und Poliklinik
der Freien Universität Berlin
im Klinikum Westend
Direktor: Prof. Dr. E. S. B ü c h e r l

VERSUCHE ZUR ENTWICKLUNG EINER BIOLOGISCHEN KONTAKTFLÄCHE AUF KUNSTSTOFFPRÄPARATIONEN

INAUGURALDISSERTATION

zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Hans D i m r o t h
aus Berlin

Referent : Professor Dr. med. Hilde G ö t z

Koreferent : Professor Dr. med. Geert R ü c k e r

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am : 10. August 1972

A. Einleitung

Auf dem Gebiet der Herztransplantation wurden in den letzten Jahren experimentell und klinisch große Fortschritte erzielt. Trotzdem konnte es wegen einer Reihe ungelöster Probleme und Schwierigkeiten nicht zu einer breiteren erfolgreichen klinischen Anwendung kommen. Die Zahl der durchgeführten Herztransplantationen ist nach der optimistischen Anfangszeit, die ihren Höhepunkt in der zweiten Hälfte des Jahres 1968 hatte, in den beiden folgenden Jahren wieder deutlich gesunken (14). Die nicht beherrschten immunologischen Abwehrreaktionen, Schwierigkeiten der Organkonservierung, mangelnde Zahl und Verfügbarkeit geeigneter Organe waren die wichtigsten Ursachen dafür.

Unabhängig von der Entwicklung der Allotransplantation wurde inzwischen im In- und Ausland an den biotechnischen und operationstechnischen Voraussetzungen für einen kompletten Organersatz mit großen Teilerfolgen gearbeitet. Die Grundlagen für den Kunststoff lieferte dafür die moderne makromolekulare Chemie mit ihren synthetischen organischen Polymeren (8). Sie werden bereits seit langem erfolgreich in der Medizin verwendet, zum Beispiel in der Gefäßchirurgie als Arterienersatz oder in der Orthopädie zum künstlichen Gelenkersatz.

Eines der Hauptprobleme, die sich bei den Entwicklungsexperimenten eines solchen Kunstorgans zeigten, waren Thrombo-embolische Komplikationen. Sie traten nach verschieden langen Zeiten bei allen bisher erprobten Modellen aus verschiedenen Kunststoffen auf. Turbulente Strömung und der direkte Kontakt des Blutes mit der nicht ideal glatten und aus Bezirken unterschiedlicher Härte bestehenden Oberfläche des Fremdmaterials führten zu thrombotischen Ablagerungen, die die Pumpfunktion störten oder Embolien verursachten (3, 4, 5, 6, 9, 11, 12).

Da ein synthetisches Material mit den Eigenschaften, die denen einer natürlichen endothelialen Auskleidung entspricht, noch nicht gefunden werden konnte, wurde versucht, die Kunststoffoberfläche mit biologischem Material zu beschichten (1, 2, 7, 10, 13).

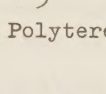
In vorliegender Untersuchungsserie wurde an verschiedenen Dacron - Silastic - Präparationen mit einem einfachen Zellsystem die Kontakt- und Kulturfähigkeit der biologischen Elemente geprüft.

Untersuchungsgut, Versuchsanordnung und Methodik

I. Untersuchungsgut

1) Kunststoffpräparationen

Es wurden Kunststoffpräparationen aus Silastic ^{R} und Dacron ^{R} verwendet. Bei Silastic handelt es sich um ein Polydimethyl Siloxan, dessen einzelner Baustein die Struktur



besitzt.

Dacron ist ein Polyester aus der Polyterephtalatgruppe.

Folgende Einzelpräparationen wurden bearbeitet :

a) Silastic (siehe Abb. 5 a)

b) Silastic mit Dacron Gewebe (siehe Abb. 1 a)

c) Silastic mit Dacron Fasern (siehe Abb. 2 a+b)

d) Silastic mit durch Kristallzucker aufgerauhter Oberfläche

e) Silastic mit aufgerauhter Oberfläche als Negativabdruck von c).

2) Zellen zur Kultivierung, die aus 9 - 12 Tage alten Hühnerembryonen gewonnen wurden.

II. Versuchsanordnung

Die verschiedenen Kunststoffpräparationen wurden in Stücke von 2,5 cm x 2,5 cm geschnitten und in Petrischalen gelegt. Aus den 9 - 12 Tage alten Hühner-

embryonen wurden Fibroblasten gewonnen, und daraus durch Zugabe von Kulturmedium eine Zellsuspension hergestellt, die etwa 4 x 10^6 Zellen je µl enthielt. Damit wurden die Kunststoffstücke überschichtet, es wurde Kulturmedium zugesetzt und bei 37° C im CO_2-Brutschrank bebrütet.
Die Kulturen wurden täglich einmal im umgekehrten Lichtmikroskop angesehen. Die Beobachtungsdauer richtete sich nach dem Kultivierungserfolg, die längste Beobachtungszeit betrug 16 Tage.

Die Ergebnisse wurden photographisch dokumentiert.

III. Methodik

1) Herstellung der Kunststoffpräparationen

Verwendet wurde Silastic R 372 +) in der Dicke von 1,58 mm und 3,175 mm, Dacron R - Velour 6108 ++ Dacron Flocken +++), Durchmesser 5µ und Länge 250µ Silastic R - Medizinal-Siliconkleber Typ A ++++) und einfacher Kristallzucker.

+) Firma Dow Corning
++) United States Catheter and Instrument Corporation
+++) Firma E.I. Du Pont de Nemours + Co.
++++) Firma Dow Corning

Aus den genannten Materialien wurden folgende Proben zur Beschichtung hergestellt :

a) das von der Fabrik bezogene Material Silastic ^{R} 372 wurde 10 min im Autoklaven bei 150° C vulkanisiert.

b) Nach der Vulkanisation wurde mit einem Spatel Silastic-Medizinal-Kleber A in einer Schichtdicke von 0,5 mm aufgetragen, Dacron-Velour-Gewebe aufgeklebt und 24 Stunden luftgetrocknet.

c) Nach der Vulkanisation wurde in der selben Weise Kleber aufgetragen und mit der Hand gleichmäßig mit Dacron Flocken bestreut.

d) Silastic wurde vor der Vulkanisation mit Kristallzucker bestreut, der dann mit einem glatten Plexiglasstück etwas eingedrückt wurde ; anschließend wurde der Zucker unter fließendem Wasser ausgewaschen und das Silastic nach Lufttrocknen vulkanisiert.

e) Auf die Silasticoberfläche wurde vor der Vulkanisation ein wie unter c) beschriebenes Präparat gedrückt, so daß eine aufgerauhte Oberfläche in Form eines Negativabdrucks der mit Flocken beschichteten entstand. Anschließend wurde vulkanisiert.

Alle Präparate wurden bei 180° C 20 min heißluftsterilisiert.

2) Aufbereitung, Beschichtung und Kultivierung der Zellen

a) Aufbereitung der Zellen :

Verwendet wurden 9 - 12 Tage lang bebrütete Hühnereier[+].

[+] Die Eier wurden von der Firma Lohmann & Co. Cuxhaven bezogen und ineinem Ehret-Vorbrüter im Robert-Koch-Institut bebrütet und uns von dort zur Verfügung gestellt.

Sämtliche Arbeiten wurden in der sterilen Kammer [+)] durchgeführt; alle verwendeten Instrumente und Glaswaren waren heißluftsterilisiert (180° C 20 min).
Die Eier wurden in Brennspiritus gewälzt, abgeflammt, am unteren Pol mit einer Schere gekappt, mit einer Pinzette wurde die Allantois entfernt und der Embryo herausgenommen; jeweils 5 Embryonen wurden für einen Aufarbeitungsgang verwendet und in einer Petrischale gesammelt.

Lunge, Herz und Rumpf wurden aus den 5 Embryonen präpariert und mit einer feinen Schere zerkleinert. Das möglichst fein zerschnittene Gewebe wurde in einen mit Glasperlen und Magnet vorbereiteten Weithalserlenmeyerkolben gegeben und mit 100 ml einer auf 37° C angewärmten 0,25 % Trypsinlösung versetzt.

Herstellung der verwendeten 0,25 % Trypsinlösung :

1) PBS_7-Puffer :

   NaCl 8,2 g/l

   KCl 0,4 "

   KH_2PO_4 0,3 "

   $Na_2HPO_4 + 12\ H_2O$ 3,46 g/l

   Salze nacheinander lösen, steril filtrieren (pH = 7,2 der fertigen Lösung)

2) Tris - PBS_7 - Puffer :

   Tris 0,24 g/l PBS_7 - Puffer (pH = 7,6 der fertigen Lösung)

[+)] Typ SOA der Firma Guwina GmbH Berlin

3) Tris - PBS_7 - Puffer - Trypsin - Lösung :

1 l Tris-PBS_7-Puffer wird auf 37° C angewärmt und 2,5 g Trypsin darin gelöst; anschließend steril filtrieren und die Lösung im Kühlschrank aufbewahren (pH = 7,4 der fertigen Lösung).

Das in der Trypsinlösung aufgeschwemmte Gewebe wurde auf einem Magnetrührer [+)] mittelschnell 7 - 10 min lang gerührt. Die gelösten Teile wurden durch vierfachen Mull filtriert; der Rest, der noch ungelöste Gewebebrei, wurde wieder mit 100 ml der 0,25 % Trypsinlösung versetzt und ein zweites Mal für 7 - 10 min auf dem Magnetrührer gerührt. Die Lösung wurde zu dem ersten Filtrat durch vierfachen Mull hinzufiltriert und das gesamte Filtrat in der Zentrifuge [++)] 20 min bei 500 - 700 UPM zentrifugiert. Der Überstand wurde abgesaugt, das Zellsediment mit etwa dem vierfachen Volumen Medium aufgeschwemmt und nochmal durch Mull filtriert.

Herstellung des verwendeten Mediums :

sterile Hank's Lösung wurde mit

5 g/l Lactalbumin

1 " Hefe

50 ml/l Kälberserum

100 000 IE Penicillin

50 000 γ Streptomycin und 0,42 g/l $NaHCO_3$ versetzt und steril

---

+) Typ RCH der Firma Janke und Kunkel, Oberstaufen

++) Typ UJ 3 der Firma Christ

filtriert. pH der fertigen Lösung = 7,1.

b) Beschichtung der Präparationen :

Die Kunststoffpräparationen wurden in Glaspetrischalen von 6 cm Durchmesser gelegt. Von der Fibroblasten - Medium Lösung wurden mit einer Pipette 2 ml auf den Kunststoff aufgetropft und mit der Pipettenspitze gleichmäßig verteilt. Nach vollständiger Benetzung der Kunststoffoberfläche wurden in jede Schale noch 8 - 10 ml Kulturmedium gegeben, so daß der Flüssigkeitsspiegel in der Schale um 2 - 3 mm über der Kunststoffoberfläche lag.

c) Kultivierung :

Die so vorbereiteten Schalen wurden mit Glasdeckeln verschlossen, in einen Brutschrank [+)] gegeben und dort bei 37° C in einer Atmosphäre aus 95 % Luft und 5 % CO_2 bei einer relativen Luftfeuchtigkeit von 75 - 85 % bebrütet. Mediumwechsel wurde in Abständen von 2 - 4 Tagen durchgeführt. Unter der sterilen Haube wurde das alte Medium vorsichtig abpipettiert und gleiche Menge frisches Medium zugesetzt.

3) Dokumentation

Die Kulturen wurden täglich im umgekehrten Lichtmikroskop [++)] angesehen. Geeignete Beispiele wurden bei einer 20-, 80- und 320-fachen Vergrößerung photographiert [+++)].

[+)] Typ KB 600 K CO_2 der Firma Heraeus

[++)] UPI Standard der Firma Zeiss

[+++)] Kamera CS 34 der Firma Leitz

C. Ergebnisse

1) Ergebnisse der einfachen Fibroblastenkultur in Petrischalen

Bei der ersten Beurteilung, 24 Stunden nach Ansetzen der Kultur, waren bereits deutliche Zeichen von Zellaktivität und Zellwachstum festzustellen. Die Zellen hatten sich gestreckt oder Sternform angenommen und zahlreiche zum Teil reich verzweigte zarte Fortsätze und Ausläufer gebildet.

Die Zelldichte war noch recht unterschiedlich, in einzelnen Bezirken kam es schon zu einer noch lockeren weitmaschigen sehr feinen Vernetzung. Nach 48 Stunden war eine starke Zellvermehrung eingetreten, die Zellen lagen jetzt ganz überwiegend in Spindelform vor, hatten weniger Fortsätze, waren weniger verzweigt und bildeten bereits eine einschichtige geschlossene Zellschicht, die den Glasboden gleichmäßig überzog.

In der weiteren Beobachtungszeit, die sich bis zu 16 Tagen ausdehnte, veränderte sich das Bild nur noch geringfügig. Lediglich die Zelldichte nahm etwas zu (Abb. 3).

2) Ergebnisse des Fibroblastenwachstums auf den verschiedenen Kunststoffpräparationen

Auf der nicht vorbehandelten glatten Silasticoberfläche zeigte sich eine ebenso gute und schnelle Wachstumsaktivität und Zellvermehrung wie sie oben für

die Verhältnisse der einfachen Kultur auf Glas beschrieben sind. Wie dort war nach 48 Stunden eine geschlossene einschichtige zusammenhängende Zellschicht gewachsen, die den Kunststoff vollständig und gleichmäßig überzog und sich in der nachfolgenden Beobachtungszeit nur noch durch eine geringe Zunahme der Zelldichte veränderte.

Die Zellschicht, die auf der Glasoberfläche war, ging an den Kunststoffkanten kontinuierlich in die Schicht der Kunststoffoberfläche über (Abb. 4). Lösung dieses Zusammenhangs führte nicht zu nachteiligen Veränderungen der Kunststoffzellschicht, sie blieb auch bei längerer Kultivierung unverändert erhalten (Abb. 5 a).

Auf den Dacron Velour beschichteten Präparationen konnte kein Fibroblastenwachstum erzielt werden. Nach 24 Stunden fanden sich ausschließlich abgerundete Zellen ohne Wachstumsaktivität. In den Maschen des Velourgewebes zeigten sich teils fädige teils schollige Ablagerungen und Verklebungen (Abb. 1 b). Bei den mit Dacron Flocken beschichteten Präparaten wurde eine verminderte Wachstumsaktivität beobachtet. Es kam nur in einzelnen Bezirken zur Ausbildung einer geschlossenen Schicht und im weiteren Verlauf bereits nach 4 - 6 Tagen zum völligen Auflösen des Zellwachstums. Die Zellen bildeten keine Fortsätze und rundeten sich ab; es traten Vakuolen Granulierungen auf, die Kerne wurden unscharf bis zum vollständigen Kern- und Zellzerfall (Abb. 5 b und c).

Bei den Präparaten, bei denen mit Zucker oder durch Abdruck der geflockten Fläche die Oberfläche aufgerauht worden war, verlief das Fibroblastenwachstum anfänglich wie auf Glas und der unbehandelten Silasticoberfläche. Nach längerer Kultivierung (ca nach 3 Tagen) zeigten sich jedoch auf dem Kunststoff grobe Defekte, die sich auch in der weiteren Beobachtung nicht schlossen, während die Kultur auf dem umgebenden Glas unverändert gut erhalten blieb.

D. Diskussion

Die vorliegenden Ergebnisse haben gezeigt, daß unter Anwendung der beschriebenen Methodik die Kultivierung embryonaler Hühnerfibroblasten möglich ist.

Die Ergebnisse mit den Silasticproben haben gezeigt, daß es prinzipiell möglich ist, ein Stück des zur Herstellung von künstlichen Kreislaufpumpen geeigneten Kunststoffes mit einer lebenden geschlossenen Zellschicht zu überziehen.
Sie haben außerdem weitgehend die Besorgnis entkräftet, daß toxische Faktoren, die aus Klebestoffen, industriellen Zusätzen, Härtern, Rückständen aus Reinigungs- und Desinfektionsmitteln oder freien Radikalen an der Kunststoffoberfläche bestehen könnten, einen schädigenden Einfluß auf das lebende Gewebe ausüben.

Die Frage, ob die auf der Kunststoffoberfläche beobachtete Zellschicht von dort hingebrachten Fibroblasten aus oder von Zellen vom umgebenden Glasboden aus gewachsen ist, kann nicht eindeutig beantwortet werden. Zwischen der den Glasboden bedeckenden und der die Kunststoffoberfläche überziehenden Zellschicht bestand kontinuierlicher Zusammenhang, dessen Trennung an den Kunststoffkanten führte nicht zu Veränderungen einer der beiden Schichten.

Das weniger gute Wachstum auf den mit Dacron Velour oder Dacron Flocken beschichteten Präparationen scheint auf

störende mechanische Einflüsse zurückzuführen zu sein. Gegenüber den Größen der verwendeten Zellen sind die Velourmaschen und Dacron Flocken unverhältnismäßig grob struktuiert. Es ist daher auch nicht anzunehmen, daß solche Präparationen eine bessere Verhaftung von Zellen ermöglichen.

Je glatter die Kunststoffoberfläche beschaffen war, desto schneller und geschlossener wurde die Zellschicht. Auf allen vor der Beschickung mit Zellen mechanisch aufgerauhten Oberflächen wurde kein besseres Wachstum erzielt als auf der unbehandelten glatten Fläche.

Die Zellen wuchsen in allen beobachteten Kulturen sowohl auf Glas als auch auf den Kunststoffoberflächen immer in Form eines einschichtigen Zellverbandes. Die Ursache für dieses seit langem bekannte Verhalten der Hühnerfibroblasten konnte bis heute nicht eindeutig erklärt werden.

Die gewählte Beobachtungsdauer von 16 Tagen entspricht nicht der Überlebenschance solcher Kulturen, die nicht limitiert zu sein scheint. Für eine wesentlich längerdauernde Erhaltung des Fibroblastengewebes müßten andere Kulturmedien verwendet werden. Für die vorliegenden Studien erschien dieser Zeitraum jedoch als ausreichend.

Z u s a m m e n f a s s u n g

Thrombo-embolische Komplikationen und Erythrozytenschädigung, verursacht durch den direkten Kontakt des Blutes mit der Kunststoffoberfläche, sind Hauptprobleme der in den letzten Jahren aktuell gewordenen Entwicklung künstlicher Organe.

Trotz großer Anstrengungen konnte eine befriedigende Lösung noch nicht gefunden werden. Eine geeignete Möglichkeit scheint in der Beschickung der Kunststoffoberfläche mit lebendem Gewebe zu bestehen. Ein eigener Beitrag wurde unter Verwendung von Hühnerfibroblasten, Silastic und Silastic-Dacron Proben versucht. Es konnte gezeigt werden, daß sich die unbehandelte glatte Silastic-Oberfläche am besten zur Beschichtung mit einer lebenden Fibroblastenkultur eignet. Mit weiteren Versuchen muß die Belastbarkeit des zellbeschichteten Kunststoffs geprüft werden.

Danksagung

Bei der Kultivierungstechnik wurden im wesentlichen die Erfahrungen von Prof. Dr. med. V o s s und seiner Arbeitsgruppe aus dem Robert-Koch-Institut, Berlin verwandt. Für die freundliche Unterstützung sei hiermit herzlich gedankt.
(Siehe auch : "Praktikum der Virusdiagnostik" herausgegeben von G. Henneberg und H. Köhler, Gustav Fischer-Verlag, Stuttgart 1961).

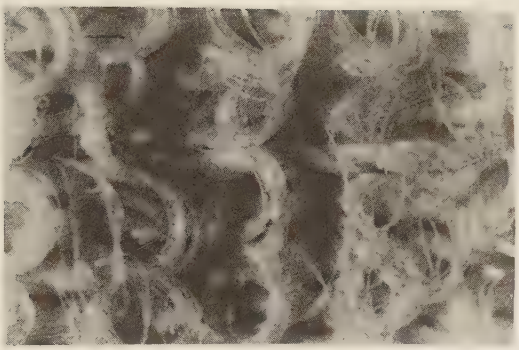


Abb: 1a

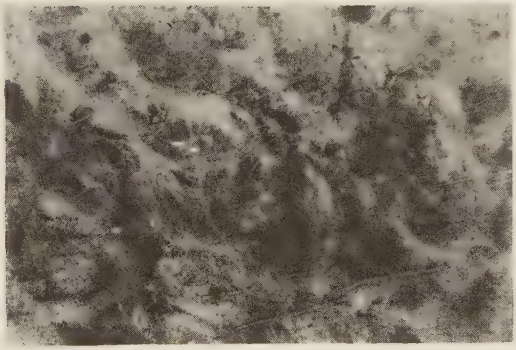


Abb: 1b

Abb. 1 **Silastic mit Dacron Gewebe beschichtet**
a) vor Beschickung mit Zellen (Vergr. ca 80 - 100 x)
b) nach Beschickung mit einer Fibroblastensuspension
(Vergr. ca 80 - 100 x)

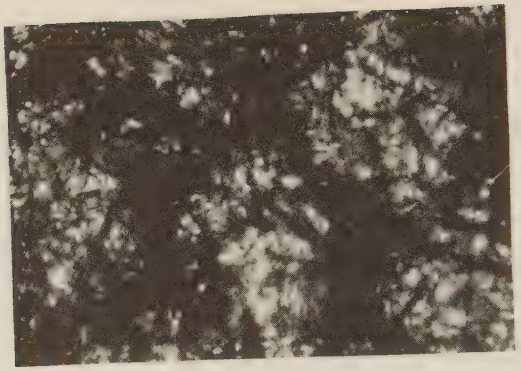


Abb. 2a

Abb. 2b

Abb. 2 Silastic mit Dacron-Fasern beschichtet
a) Vergr. ca 80 x
b) Vergr. ca 300 x

Abb: 3

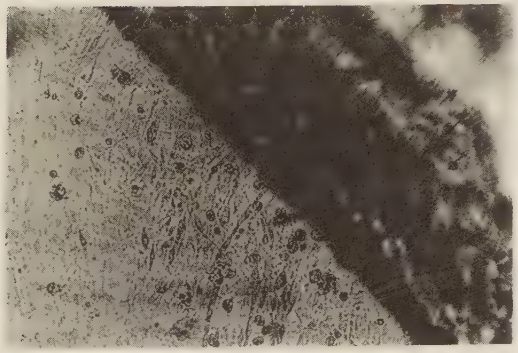


Abb: 4

Abb. 3 2 bis 3 Tage alte Fibroblastenkultur auf Glasunterlage
(Vergr. ca 300 x)

Abb. 4 5 bis 7 Tage alte Fibroblastenkultur; Übergang Glas zur unbeschichteten Silasticoberfläche

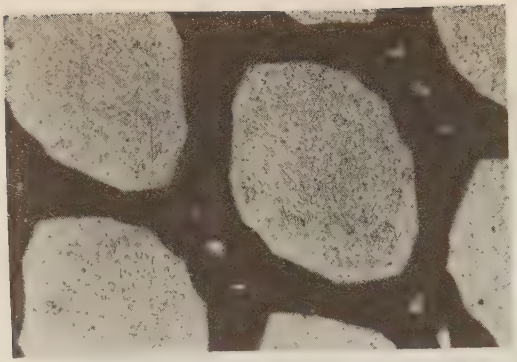


Abb: 5a

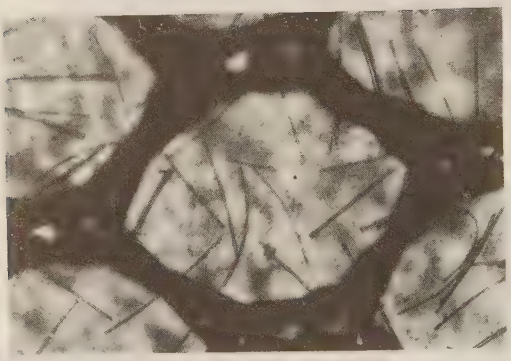


Abb: 5b

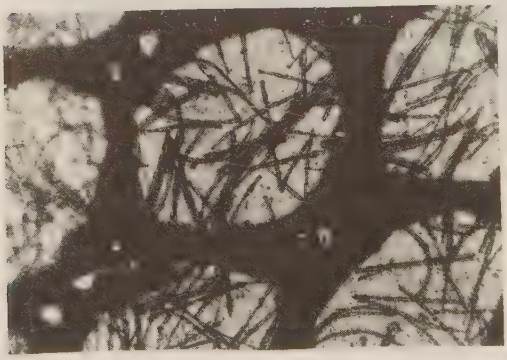


Abb: 5c

Abb. 5 a) 2 bis 3 Tage alte Fibroblastenkultur auf unvorbehandelter Silasticoberfläche (Vergr. ca 80 x)
b + c)
2 bis 3 Tage alte Fibroblastenkultur auf mit Dacron Flocken beschichtetem Silastic (unterschiedliche Dichte der Flocken)

Literaturverzeichnis

1) ADACHI, M., M. SUZUKI and J.H. KENNEDY

Preoperative coating of velour-lined circulatory assist devices with a fibrin coagulum membrane (FCM). Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs Vol. XVI p. 7-11 (1970)

2) BERNHARD, W.F., M. HUSAIN, J.B. GEORGE and G.W. CURTIS

Fetal fibroblasts as a substratum for pseudoendothelial development on prosthetic surfaces. Surgery 66, 284-290 (1969)

3) BERNHARD, W.F., C.G. LA FARGE, T. ROBINSON, I. YUN, K. SHIRAHIGE and S. KITRILAKIS

An improved blood-pump interface for left-ventricular bypass. Ann. Surg. 168, 750-764 (1968)

4) BERNHARD, W.F., M. HUSAIN, T. ROBINSON, L. BUTTON, S. FRIEZE and G.W. CURTIS

An appraisal of blood trauma and the blood-material interface following prolonged assisted circulation. J. Thoracic and Cardiovas. Surg. 58, 801-810 (1969)

5) DUTTON, R.C., R.E. BAIER, R.L. DEDRICK and R.L. BOWMAN

Initial thrombus formation on foreign surfaces. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 14, 57-62 (1968)

6) FOURT, L., A.M. SCHWARTZ, A. ONASIUS and R.L. BOWMAN

Heparin-bearing surfaces and liquid surfaces in relation to blood coagulation. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 12, 155-165 (1966)

7) GHIDONI, J.J., D. LIOTTA, C.W. HALL, R.M. O'NEAL and M.E. DE BAKEY

In vivo culture of tissue fragments which produce viable cellular linings covered by endothelium (Neointimas) in impermeable, velour-lined arterial prostheses, bypass-pumps and valoular prostheses. Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 14, 69-72 (1968)

8) HASTINGS, G.W.

Makromolekulare Chemie und Medizin. Angewandte Chemie 82, 367 (1970)

9) JOHNSSON-HEGYELI, R.I.E. and A.F. HEGYELI

Direct microscopic visualization of blood-implant interaction in vitro and in vivo.
Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 14, 48-56 (1968)

10) LIOTTA, D., C.Wm. HALL, W.W. AKERS, A. VILLANNERA, R.M. O'NEAL and M.E. DE BAKEY

A pseudoendocardium for implantable blood pumps.
Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 12, 129-138 (1966)

11) LLOYD, A.J., E. KLOPP and V.L. GOTT

Studies on the fibrinolytic removal of thrombus from prosthetic surfaces.
Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 14, 63-68 (1968)

12) LYMAN, D.J., J.L.BRASH, S.W. CHAIKIN, K.G. KLEIN and M. CARINI

The effect of chemical structure and surface properties of synthetic polymers on the coagulation of blood.
II. Protein and platelets interaction with polymer surfaces.
Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs 14, 250-255 (1968)

13) MANSFIELD, P.B. and A. WECHZAK

Tissue-cultured cells as an endothelion lining of prosthetic materials.
In: Organ Perfusion on Preservation
Ed. Norman, J.C.
NY, Appleton-Century crofts, june 1968

14) WANDALL, H.H.

A review of cardiac transplantation in man.
Scand. J. Thor. Cardiovasc. Surg. 4, 5-10 (1970)

L e b e n s l a u f

Am 8. 9. 1943 wurde ich in Göttingen geboren. Meine Eltern sind der Universitätsprofessor Dr. Karl Dimroth und seine Frau Lotte Dimroth geb. Grußdorf. Ich habe noch vier Geschwister.

1948 zogen wir von Göttingen nach Marburg. Dort besuchte ich von 1950 - 54 die Volksschule und von 1954 bis zum Abitur im März 1963 das humanistische Gymnasium Philippinum. Nach einem Jahr Wehrdienst habe ich im SS 1964 in Marburg begonnen Medizin zu studieren; ich setzte das Studium in München fort und beendete es im Dez. 1969 in Hamburg mit dem Med. Staatsexamen. Anschließend war ich für ein Jahr im Klinikum Westend in Berlin als Medizinalassistent in der Inneren und Chirurgischen Abteilung beschäftigt. Seit der Approbation im März 1971 arbeite ich als Assistenz-Arzt auf der internen Intensiv-Station im Jüdischen Krankenhaus in Berlin.